

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 05-126792

(43)Date of publication of application : 21.05.1993

(51)Int.Cl. G01N 27/416
G01N 27/28

(21)Application number : 03-319941 (71)Applicant : TOTO LTD

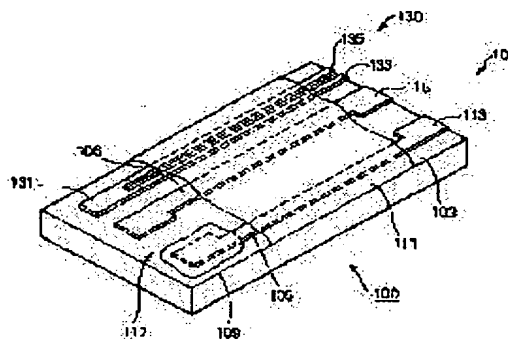
(22)Date of filing : 06.11.1991 (72)Inventor : OGURA KENJI

(54) CONCENTRATION MEASUREMENT DEVICE, BIOSENSOR AND MEASURING METHOD FOR URINARY COMPONENT

(57)Abstract:

PURPOSE: To contrive the improvement of measurement precision of the concentration of a substance to be measured.

CONSTITUTION: A biosensor 100 is provided with a sensor element part 104 having an action electrode 105 and the like on which an identification layer 109 supporting GDO on an insulation board 103 is fixed and a temperature detection part 130 having a temperature sensor 131 for detecting temperature in a sensitive part 117. While the temperature of urine which is poured on the biosensor 100 is detected as one near bodily temperature with the temperature sensor 131, it is considered to indicate a urine pouring period and the sensor output of the sensor element part 104 during the urine pouring period is not used for the calculation of a glucose concentration. On the other hand, if pouring is completed, the glucose concentration in urine is calculated on the basis of the sensor output of the sensor element part 104 from the time point.



LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 03.12.1997

[Date of sending the examiner's decision of rejection] 29.02.2000

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of extinction of right]

BEST AVAILABLE COPY

(19)日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11)特許出願公開番号

特開平5-126792

(43)公開日 平成5年(1993)5月21日

(51)Int.Cl.⁵

G 0 1 N 27/416

27/28

識別記号

3 3 1

Z

庁内整理番号

7235-2 J

6923-2 J

F I

G 0 1 N 27/ 46

技術表示箇所

3 3 6 B

審査請求 未請求 請求項の数3(全 9 頁)

(21)出願番号

特願平3-319941

(22)出願日

平成3年(1991)11月6日

(71)出願人 000010087

東陶機器株式会社

福岡県北九州市小倉北区中島2丁目1番1号

(72)発明者 小椋 健二

福岡県北九州市小倉北区中島2丁目1番1号 東陶機器株式会社内

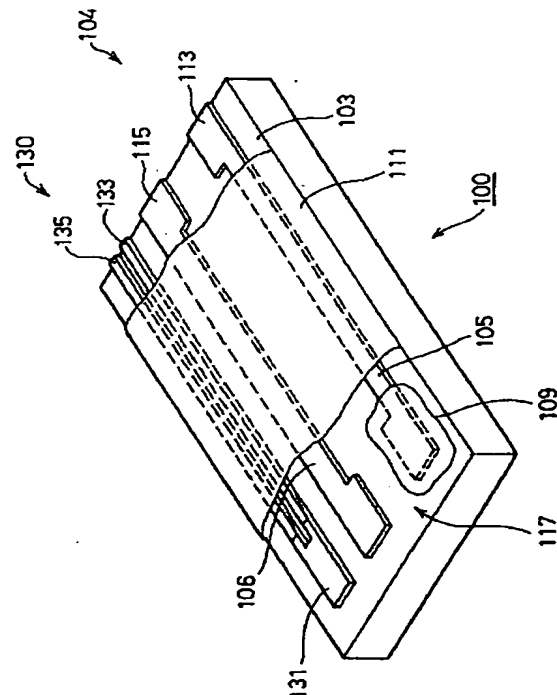
(74)代理人 弁理士 五十嵐 孝雄 (外1名)

(54)【発明の名称】 濃度測定装置とバイオセンサ及び尿中成分測定方法

(57)【要約】

【目的】 被測定物質濃度の測定精度の向上を図る。

【構成】 バイオセンサ100は、絶縁基板103上に、GODを担持した識別層109が固定化された作用極105等を有するセンサ素子部104と、感応部117における温度を検出する温度センサ131を有する温度検出部130とを備える。この温度センサ131がバイオセンサ100に注水される尿の温度を体温に近い温度として検出している間は尿の注水期間であるとして、この注水期間に亘るセンサ素子部104のセンサ出力は、グルコース濃度の算出に使用しない。一方、注水が完了すれば、その時点からのセンサ素子部104のセンサ出力に基づいて尿中のグルコース濃度を算出する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 被測定溶液中の被測定物質と生体物質とで進行する生物化学反応に基づいて、該被測定物質濃度を求める濃度測定装置において、前記生体物質を担持した識別層で進行する前記生物化学反応の進行状態を電気量に変換するセンサ素子部を有するバイオセンサと、該センサ素子部への前記被測定溶液の接触を検出する溶液接触検出手段と、該溶液接触検出手段がセンサ素子部への被測定溶液の接触を検出してから所定時間経過後に前記センサ素子部が変換した電気量に基づいて、前記被測定物質濃度を算出する濃度算出手段とを備えることを特徴とする濃度測定装置。

【請求項2】 濃度測定装置に用いられ、被測定溶液中の被測定物質と生体物質とで進行する生物化学反応の進行状態を電気量に変換するバイオセンサであって、前記生体物質を担持した識別層で進行する前記生物化学反応の進行状態を電気量に変換し、該変換した電気量を前記濃度測定装置に出力するセンサ素子部と、該センサ素子部への前記被測定溶液の注水状態を検出し、該被測定溶液の注水期間に亘って注水検出信号を前記濃度測定装置に出力する注水検出センサ部とを備えることを特徴とするバイオセンサ。

【請求項3】 尿中成分と生体物質との生物化学反応の進行状態を電気量に変換するセンサ素子部を有するバイオセンサを用いて、尿中成分濃度を測定する尿中成分測定方法であって、前記センサ素子部に尿を注水する工程と、前記センサ素子部への尿の注水完了後に前記センサ素子部が変換した電気量に基づいて、前記尿中成分濃度を算出する工程とを備えることを特徴とする尿中成分測定方法。

【発明の詳細な説明】**【0001】**

【産業上の利用分野】 本発明は、被測定物質と生体物質との生物化学反応に基づいて被測定物質濃度を求める濃度測定装置と尿中成分を測定する方法及びこの濃度測定装置に使用可能なバイオセンサに関する。

【0002】

【従来の技術】 バイオセンサは、酵素や微生物といった生体物質と被測定物質とで進行する生物化学反応の進行状態を電気量に変換して、尿等の被測定溶液における被測定物質を測定したりするものであり、種々のものが知られている。例えば、生物化学反応に関与する各種の物質のイオン濃度変化に基づき電位値を測定したり、この反応で生成或いは消費される化学物質（電極活性物質）による電極反応で得られる電流値を測定するタイプの電極型バイオセンサのほか、生物化学反応に伴う熱変化を熱計測デバイスで測定するタイプのバイオセンサや、生

物化学反応を化学発光に導きその発光量をフォトカウンタで測定するタイプのバイオセンサなどがある。

【0003】 用いる生体物質を各種の酵素や微生物とすることにより、これと反応する被測定物質を選択的に検出することができる。例えば、生体物質にグルコースオキシダーゼを用いると、尿中のグルコースを検出するバイオセンサとなる。また、生体物質にアスコルビン酸オキシダーゼを用いると、尿中のアスコルビン酸を検出するバイオセンサとなる。

【0004】 これらのバイオセンサを用いて被測定物質の濃度を求めるには、バイオセンサと、CPU、ROM、RAM等から構成されるマイクロコンピュータを備えた濃度測定装置とを用いる。そして、バイオセンサを濃度未知の被測定溶液に接触させれば、この濃度測定装置がセンサから入力した電気量（センサ出力）を被測定物質の濃度に換算するので、被測定溶液中の被測定物質濃度を求めることができる。なお、電気量から濃度への換算には、一般に、ROMに予め記憶された検量線が用いられている。

【0005】 バイオセンサと濃度測定装置にて被測定物質濃度を測定する場合、被測定溶液をバイオセンサに接触させるには、種々の方法があり適宜選択される。例えば、バイオセンサを被測定溶液に浸漬したり、バイオセンサに被測定溶液を注水したりすることが行なわれている。尿中成分を測定する場合には、後者の注水方法が採られている。具体的には、バイオセンサは便器内の尿が掛かる位置に設置される。このようにすれば、尿が排出されれば自然にバイオセンサに尿が注水されて尿中成分が測定できるので、所定の容器への尿の採集が不要となり好ましい。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】 しかしながら、被測定溶液中の被測定物質濃度を求めた場合、正しくその濃度を測定できないことがある。これは、バイオセンサのおかれた環境が溶液との接触前後で著しく変わったり、例えば温度が急変したり、注水圧力が掛かったりするため、被測定物質濃度とは無関係な要因に基づくノイズがセンサ出力に重畳することに起因する。このようにノイズの影響を受け、測定濃度が実際の濃度より高めの値として測定される。

【0007】 本発明は、上記問題点を解決するためになされ、被測定物質濃度の測定精度の向上を図ることを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】 かかる目的を達成するために本発明の採用した手段は、被測定溶液中の被測定物質と生体物質とで進行する生物化学反応に基づいて、該被測定物質濃度を求める濃度測定装置において、前記生体物質を担持した識別層で進行する前記生物化学反応の進行状態を電気量に変換するセンサ素子部を有するバイ

オセンサと、該センサ素子部への前記被測定溶液の接触を検出する溶液接触検出手段と、該溶液接触検出手段がセンサ素子部への被測定溶液の接触を検出してから所定時間経過後に前記センサ素子部が変換した電気量に基づいて、前記被測定物質濃度を算出する濃度算出手段とを備えることをその要旨とする。

【0009】このような濃度測定装置に用いることができるよう構成したバイオセンサは、濃度測定装置に用いられ、被測定溶液中の被測定物質と生体物質とで進行する生物化学反応の進行状態を電気量に変換するバイオセンサであって、前記生体物質を担持した識別層で進行する前記生物化学反応の進行状態を電気量に変換し、該変換した電気量を前記濃度測定装置に出力するセンサ素子部と、該センサ素子部への前記被測定溶液の注水状態を検出し、該被測定溶液の注水期間に亘って注水検出信号を前記濃度測定装置に出力する注水検出センサ部とを備えることをその要旨とする。

【0010】また、尿中成分を測定するに当たって採用した手順は、尿中成分と生体物質との生物化学反応の進行状態を電気量に変換するセンサ素子部を有するバイオセンサを用いて、尿中成分濃度を測定する尿中成分測定方法であって、前記センサ素子部に尿を注水する工程と、前記センサ素子部への尿の注水完了後に前記センサ素子部が変換した電気量に基づいて、前記尿中成分濃度を算出する工程とを備えることをその要旨とする。

【0011】

【作用】上記構成の濃度測定装置は、溶液接触検出手段によりセンサ素子部への被測定溶液の接触を検出し、センサ素子部への被測定溶液の接触を検出してから所定時間経過後にセンサ素子部が変換した電気量に基づいて、濃度算出手段により被測定物質濃度を算出する。つまり、溶液接触検出手段がセンサ素子部への被測定溶液の接触を検出してから所定時間経過するまでの間に亘ってセンサ素子部が変換した電気量は、濃度算出手段による被測定物質濃度の算出には使用しない。この結果、被測定物質濃度とは無関係な要因に基づくノイズの影響を排除して、被測定物質濃度が算出されるので、その精度は向上する。

【0012】また、上記構成のバイオセンサは、濃度測定装置へ、センサ素子部からは変換した電気量を出力し、注水検出センサ部からは、注水検出信号をセンサ素子部への被測定溶液の注水期間に亘って出力する。この結果、このバイオセンサが用いられる濃度測定装置では、注水検出信号が出力されている間にバイオセンサが変換した電気量を被測定物質濃度の算出には使用しないようにすることが可能となる。

【0013】更に、バイオセンサのセンサ素子部に尿を注水して尿中成分濃度を測定する際に、センサ素子部への尿の注水完了後にセンサ素子部が変換した電気量に基づいて尿中成分濃度を算出する。この結果、センサ素子部

に尿が注水されている間に亘ってセンサ素子部が変換した電気量は尿中成分濃度の測定には使用されないで、尿中成分とは無関係な要因に基づくノイズの影響が排除され、尿中成分濃度の精度は向上する。

【0014】

【実施例】次に、本発明にかかる実施例の濃度測定装置について、図面を用いて説明する。図1は、実施例の濃度測定装置1の電気的構成を示すブロック図である。

【0015】図1に示すように、濃度測定装置1は、被測定物質とで生物化学反応を起こし当該物質に対する識別機能を有する生体物質を備えたバイオセンサ100と、装置本体3とを備える。

【0016】まず、バイオセンサ100について説明する。このバイオセンサ100は、図1に示すように装置本体3付属のコネクタ5に着脱されて使用される。また、その概略斜視図である図2に示すように、バイオセンサ100は、平板型の電極型バイオセンサであり、次のような構成を備える。

【0017】図2に示すように、バイオセンサ100は、アルミナを焼結して作製した板厚0.7mmの絶縁基板103(10mm×30mm)上に、センサ素子部104と、温度検出部130とを備える。センサ素子部104は、この絶縁基板103上に形成された作用極105及び参照極106と、作用極105上に生体物質を担持して固定化された識別層109と、作用極105及び参照極106の間を絶縁する絶縁層111と、作用極105及び参照極106の端子部113、115とを備える。この識別層109の形成された側を感応部117とする。

【0018】この感応部117に被測定溶液が接触すると、作用極105上面の識別層109内では担持した生体物質と被測定溶液中の被測定物質とで生物化学反応が起こり、この生物化学反応を反映した電流値を、コネクタ5を介して装置本体3に出力する。なお、装置本体3は、この電流値をセンサ出力値として処理し、後述するように濃度を求める。

【0019】温度検出部130は、このバイオセンサ100の感応部117における温度を測定するものであり、温度センサ131と、この素子の検出した温度(検出信号)を装置本体3に出力するためのリード線133、135とを備える。なお、温度センサ131が検出する温度は、感応部117周辺の外気温度でもよく、感応部117側の絶縁基板103の上面温度であってもよい。この検出温度は、温度センサ131の温度検出面が外気側或いは基板上面側のいずれを向いているかによって決まる。

【0020】次に、上記バイオセンサ100の製造工程について説明する。まず、温度センサ131を感応部117側の絶縁基板103上面に設け、次いで、センサ素子部104における電極及び温度検出部130における

リード線を作製する。即ち、作用極105及び参照極106並びに端子部113、115とリード線133、135を、絶縁基板103上面への白金ペーストのスクリーン印刷と、50℃×1時間の乾燥処理とを経て形成する。この際、白金ペーストとしては、白金微粉末90wt%とブチルセルロース10wt%とを混練して得られたものを使用した。なお、絶縁基板103は、センサ素子部104及び温度検出部130が複数組作成された後に、センサ素子部104及び温度検出部130を一組として上記寸法に切断される。

【0021】その後、絶縁層111を、適宜な絶縁剤、例えばエポキシ樹脂を印刷・乾燥させることにより、作用極105及び参照極106並びにリード線133、135にわたって形成する。

【0022】次いで、生体物質を担持した識別層109を、以下に記すようにして作用極105上面に固定化する。なお、識別層109に担持される生体物質は、被測定物質に応じて種々選択される。よって、説明の便宜上、識別層109をグルコースオキシターゼ(GOD)を担持した識別層として、つまり、バイオセンサ100をグルコース測定センサとして説明することとする。

【0023】コラーゲン：9.4wt%とグルコースオキシターゼ(GOD)：5wt%と電子受容体(メディエータ)であるフェロセン：1wt%とを混練してゲル状のGOD溶液を調製する。そして、マイクロピペットにて、感応部117側の作用極105上面へこのGOD溶液を約20μmの厚さで塗布し、その後室温で2時間の自然乾燥を経て、識別層109を固定化した。こうして、絶縁基板103上にセンサ素子部104と温度検出部130とを一体に備えたバイオセンサ100が完成する。

【0024】次に、装置本体3について説明する。図1に示すように、装置本体3は、後述するように濃度算出を行なう電子制御装置10と、換算濃度を表示する表示機器20と、電源投入スイッチ等を有する操作パネル30と、バイオセンサ100が着脱されるコネクタ5とを備える。

【0025】この電子制御装置10は、CPU11、ROM12、RAM13、タイマ14を中心に論理演算回路として構成され、これらとコモンバス15を介して相互に接続された入出力ポート16により外部との入出力を行う。電子制御装置10の入出力ポート16には、上記表示機器20と操作パネル30とコネクタ5とが接続されている。表示機器20は、電子制御装置10からの制御信号に基づいて濃度等を表示し、バイオセンサ100は、コネクタ5を介して測定用微弱電圧の印加を受けて、センサ素子部104の出力する電流値を電子制御装置10に出力するとともに、温度検出部130の温度センサ131が生成する温度検出信号を電子制御装置10に出力する。また、操作パネル30は、種々のスイッチ

のオン・オフ信号を電子制御装置10に出力する。

【0026】次に、上記した構成を備える本実施例の濃度測定装置1が行う濃度測定制御(ルーチン)について、図3のフローチャートに基づき説明する。図3に示すフローチャートは、操作パネル30の図示しない電源スイッチが押され濃度測定装置1に電源が投入されてから電源が遮断されるまでに亘って繰り返し処理される濃度測定ルーチンを示すものである。この図3に示すように、当該ルーチンでは、電源投入時のみ実施する初期処理、即ち、CPUの内部レジスタのクリア等を経て順次実行される。初期処理に続いては、まず、グルコース濃度の測定を開始するか否かを、操作パネル30の図示しない測定開始スイッチの操作状態から判断し(ステップ200、以下、このステップを単にSと表記する)、測定開始スイッチがオンされるまで待機する。

【0027】S200で濃度未知の被測定溶液、例えば尿のグルコース濃度の測定を行なうと判断すると、温度センサ131が出力する温度検出信号に基づいて尿の注水が完了したか否かを、次のようにして判断する(S210)。尿がバイオセンサ100に注水されると、温度センサ131は注水された尿の温度を検出し、尿の温度を反映した温度検出信号を電子制御装置10に出力する。人体から排出された尿の温度は体温(約36.5度)にほぼ等しいので、尿の注水直後から尿の注水期間に亘っては体温に近い温度が温度センサ131により検出される。そして、尿の注水が完了すると、温度センサ131を始めセンサ素子部104の感応部117に付着した尿の温度が低下するので、温度センサ131から電子制御装置10に出力される温度検出信号も低い温度に相当する信号となる。また、ROM12には、尿の注水期間に温度センサ131により尿の温度として検出されるべき温度が、予め記憶されている。このため、温度検出信号を入力する電子制御装置10は、この記憶した温度と、実際に温度センサ131が検出した温度(温度検出信号)の推移とから、バイオセンサ100への尿の注水が完了したか否かを判断する。

【0028】なお、尿の注水は、いかなる形態でなされてもよく、尿をスポイト等に吸引してバイオセンサ100に掛けることや、人体から排出された尿を直接バイオセンサ100に掛けること等によって行なわれる。この後者の形態で尿を注水するに当たっては、次のような構成を採ることが好ましい。図4に示すように、便器150内に進退自在なアーム151の先端にコネクタ5を介してバイオセンサ100を取り付け、上記したS200において測定開始スイッチがオンされるとアーム151を図示しない駆動装置により駆動してバイオセンサ100を便器150内の尿が掛かる位置に移動させる。この場合、アーム151の駆動装置は、電子制御装置10からの制御信号により動作してアーム151を駆動する。

【0029】S210でバイオセンサ100への尿の注水が完了したと判断すると、電子制御装置10は、その時点からのセンサ素子部104のセンサ出力（電流値）を読み込み（S220）、読み込んだセンサ出力と図5に示すような検量線Kcal とから尿中のグルコース濃度を算出する（S230）。なお、この検量線Kcal は、センサ出力とグルコース濃度とを対応させた検量線用マップのデータとして、予めROM12に記憶されている。

【0030】その後、算出したグルコース濃度の数値に対応する制御信号を電子制御装置10から表示機器20に出力してグルコース濃度数値を表示し（S260）、本ルーチンの処理を一旦終了する。

【0031】このような構成を備える本実施例の濃度測定装置1と、尿の注水直後からのセンサ出力に基づき尿中のグルコース濃度を測定する従来の濃度測定装置とを次のようにして比較した。なお、両濃度測定装置におけるGOD担持量や識別層の厚み等は同一である。所定のグルコース濃度、例えば100mg/dlに調整するとともに尿に体温に近い温度の液温に調整したグルコース試薬を、スポイト、注射器等の注水機器にて上記各濃度測定装置のバイオセンサに注水して、グルコース濃度を測定した。その結果、本実施例の濃度測定装置1にあっては、 21×10^{-3} mAのセンサ出力電流値に基づき上記グルコース試薬の濃度として99.5mg/dlが得られたのに対して、上記従来の濃度測定装置にあっては、 22.5×10^{-3} mAのセンサ出力電流値に基づき107mg/dlが得られた。また、他のグルコース濃度に調整したグルコース試薬についても、実施例の濃度測定装置1では調整したグルコース濃度を求めることができたが、従来の濃度測定装置ではいずれも調整したグルコース濃度より高い濃度しか得ることができなかった。

【0032】以上説明したように、本実施例の濃度測定装置1によれば、尿等の被測定溶液の注水完了後にセンサ素子部104の検出したセンサ出力に基づいてグルコース濃度を測定するので、注水期間中に尿の注水に起因するノイズの影響を排除して正確にグルコース濃度を求めることができる。つまり、グルコース濃度の測定精度を向上させることができる。

【0033】また、本実施例の濃度測定装置1では、識別層109にGODとともにフェロセンを電子受容体（メディエータ）として担持したので、被測定溶液が溶存酸素の少ない尿であってもより正確にグルコース濃度を測定できる。

【0034】次に、被測定溶液の注水完了後のセンサ出力に基づいてグルコース濃度を測定する際に、温度センサ131を用いない変形例について説明する。この変形例では、上記バイオセンサ100に替わって、センサ素子部104のみから構成される図示しないバイオセンサ

100Aを用いた。そして、図3のフローチャートで示される濃度測定ルーチンに替わり、図6に示すような濃度測定ルーチンを採用した。以下、このフローチャートに基づき変形例の濃度測定装置1について説明する。なお、図3のフローチャートと同一の処理については同一のステップ番号を用い、その説明を簡略化して行なうこととする。

【0035】まず、グルコース濃度の測定を開始するか否かを判断し（S200）、測定開始スイッチがオンされるまで待機する。

【0036】S200で尿のグルコース濃度の測定を行なうと判断すると、所定のセンサ初期出力値がセンサ素子部104から出力されたか否かを判断し（S202）、このセンサ初期出力値が入力されるまで待機する。このセンサ初期出力値は、バイオセンサ100Aへの尿の注水が行なわれればその直後に必ずセンサ素子部104から出力される値として設定されており、予めROM12に記憶されている。そして、センサ素子部104からセンサ初期出力値のセンサ出力が得られれば、尿の注水が開始されたと判断して、タイマ14に初期値をセットするとともにセンサ素子部104からのセンサ出力の読み込みを中止する（S204）。

【0037】次いで、初期値のセンサ出力を入力してから所定時間が経過したか否かをタイマの計時時間から判断し（S206）、所定時間が経過するまで待機する。この所定時間は、排尿に通常要する時間、例えば20～30秒の時間として設定されており、予めROM12に記憶されている。ここで、初期値のセンサ出力を入力してから所定時間が経過すれば、バイオセンサ100Aへの尿の注水が完了したと判断することができる。

【0038】こうして、経過時間の計時を介して尿の注水が完了したと判断すると、タイマをリセットするとともに（S208）、その時点からのセンサ素子部104のセンサ出力（電流値）を読み込み（S220）、読み込んだセンサ出力と検量線Kcal とから尿中のグルコース濃度を算出する（S230）。その後、グルコース濃度数値を表示し（S260）、本ルーチンの処理を一旦終了する。

【0039】このような構成を備える変形例の濃度測定装置1であっても、尿等の被測定溶液の注水完了状態をセンサ初期出力値が得られてからの所定時間の経過により判断し、注水完了後にセンサ素子部104の検出したセンサ出力に基づいてグルコース濃度を測定する。この結果、温度検出部130を用いる実施例と同様、正確にグルコース濃度を求めることができ、グルコース濃度の測定精度を向上させることができる。

【0040】なお、この発明は上記実施例に限られるものではなく、その要旨を逸脱しない範囲において種々の態様において実施することが可能であり、次のような変形も可能である。例えば、グルコース測定用のバイオセ

ンサにおけるグルコースオキシターゼに替えて、ピラノースオキシターゼやムタロターゼ等の酵素、或いは、*Pseudomonas fluorescens* といった微生物を用いてもよい。また、被測定物質は、上記グルコースに限られるわけではなく、アスコルビン酸や尿酸、尿素、ビリルビン等であってもよい。そして、これら被測定物質に応じて適宜生体物質を選択すればよいことは勿論である。

【0041】また、温度検出部130における温度センサ131に替えて、圧力センサや振動センサをセンサ素子部104と一体に設けるよう構成することもできる。これら圧力センサや振動センサを用いる場合には、尿の注水期間にこれらセンサに当然に作用する圧力や振動の基準レベルを予めROM12に記憶しておき、圧力センサや振動センサからこの基準レベル以上のセンサ出力が得られる期間を注水期間として判断すればよい。

【0042】更に、尿の注水が完了した以後のセンサ出力を濃度測定のために読み込むよう構成したが、注水直後から測定完了までのセンサ出力を総て読み込むよう構成することもできる。この場合には、各センサ出力と経過時間とを対応付けてRAM13の所定アドレスに順次記憶し、尿の注水が完了したことを判断した時点以後の経過時間に対応する各アドレスのセンサ出力のみから被測定物質の濃度を算出すればよい。

【0043】

【発明の効果】以上詳述したように、本発明の濃度測定装置は、センサ素子部へ被測定溶液が接触してから所定時間経過するまでの間に亘ってセンサ素子部から得られた電気量は、被測定物質濃度の算出には使用せず、所定時間経過以後に得られた電気量に基づいて濃度算出を行なう。この結果、本発明の濃度測定装置によれば、被測定物質濃度とは無関係な要因に基づくノイズの影響を排除して、被測定物質濃度を正確に求めることができ、そ

の測定精度の向上をもたらすことができる。特に、被測定物質が尿に含まれる成分である場合には、本発明の濃度測定装置及び測定方法によれば、人体から直接排出される尿における尿中成分濃度の測定を、排尿時に正確に行なうことができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】実施例の濃度測定装置1の電気的構成を示すブロック図。

【図2】実施例のバイオセンサ100の概略斜視図。

【図3】濃度測定装置1が行う濃度測定ルーチンを示すフローチャート。

【図4】バイオセンサ100の使用状態を説明するための説明図。

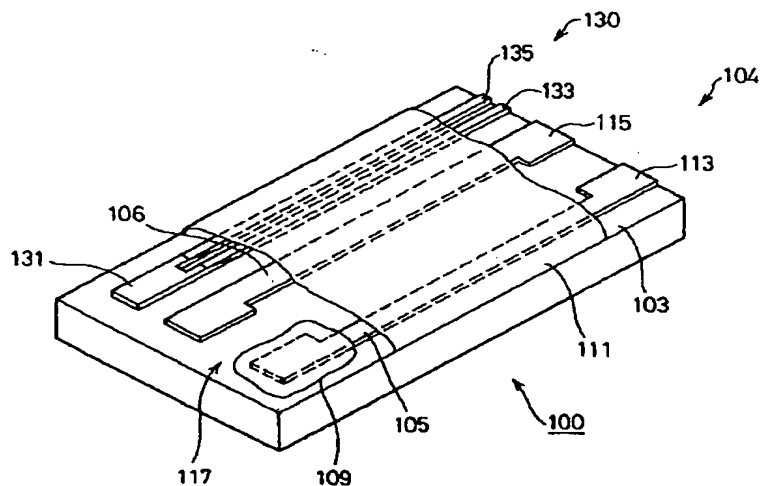
【図5】グルコース濃度とセンサ出力電流値とを対応つけた検量線Kcalを表わすグラフ。

【図6】変形例の濃度測定装置1が行う濃度測定ルーチンを示すフローチャート。

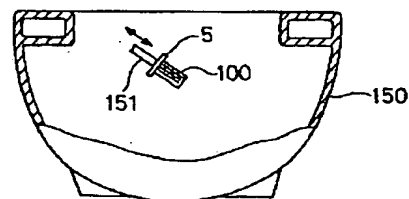
【符号の説明】

- 1 濃度測定装置
- 3 装置本体
- 10 電子制御装置
- 20 表示機器
- 30 操作パネル
- 100 バイオセンサ
- 104 センサ素子部
- 105 作用極
- 106 参照極
- 109 識別層
- 117 感応部
- 130 温度検出部
- 131 温度センサ

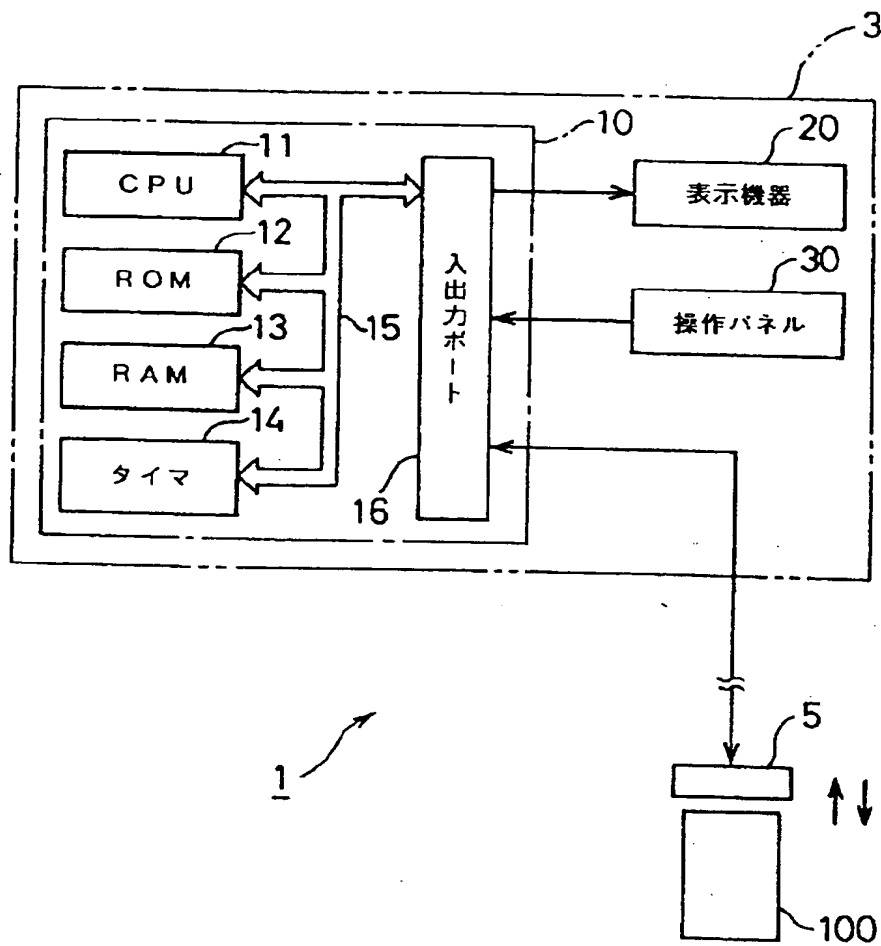
【図2】



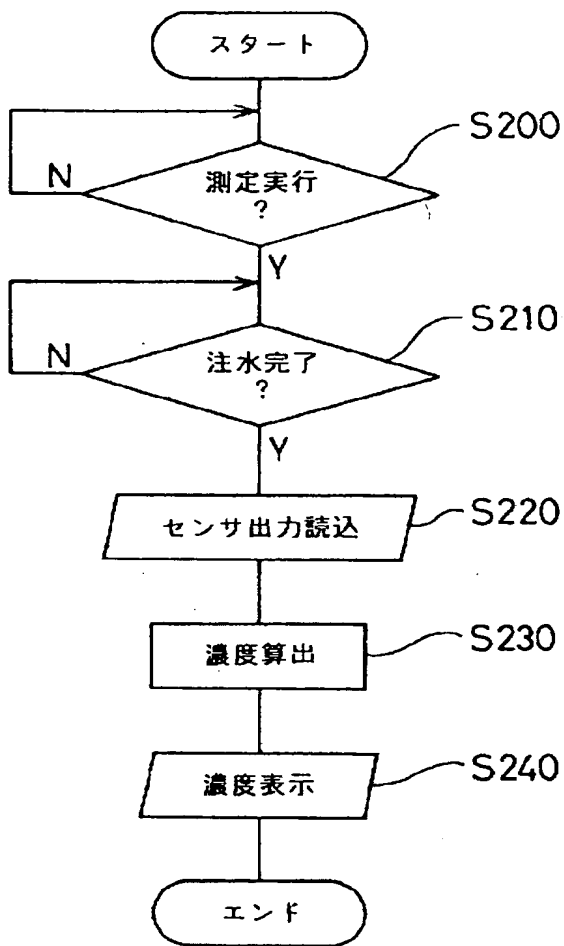
【図4】



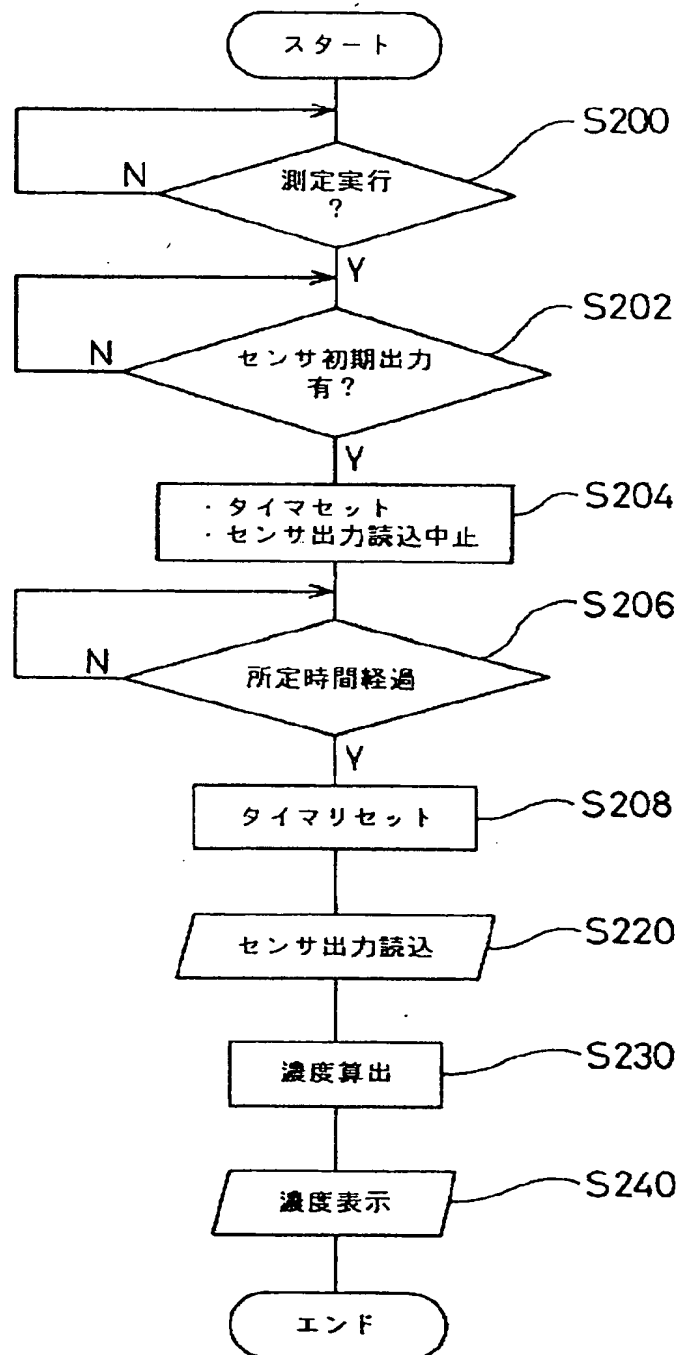
【図1】



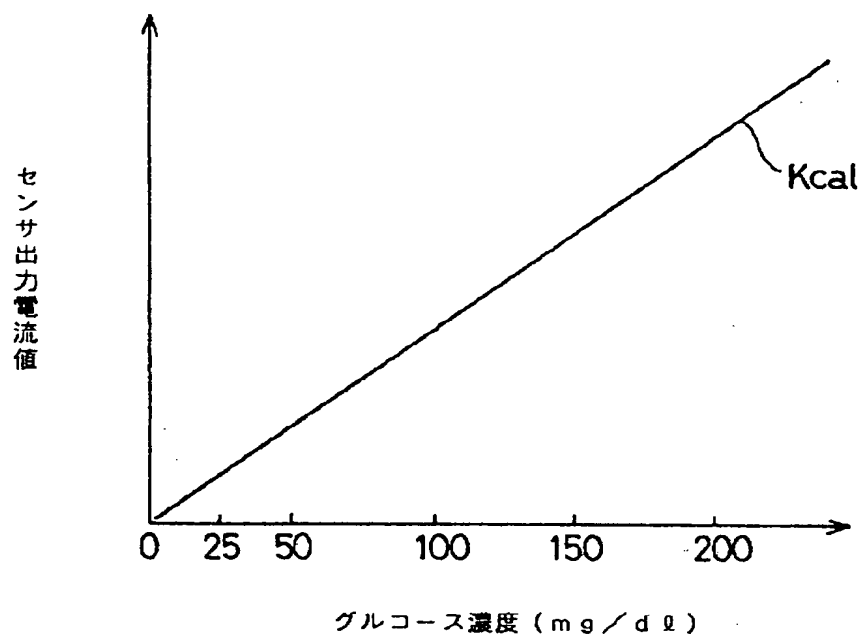
【図3】



【図6】



【図5】



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning
Operations and is not part of the Official Record**

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ **BLACK BORDERS**
- ☐ **IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- ☐ **FADED TEXT OR DRAWING**
- ☐ **BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- ☐ **SKEWED/SLANTED IMAGES**
- ☐ **COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- ☐ **GRAY SCALE DOCUMENTS**
- ☐ **LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- ☐ **REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- ☐ **OTHER:** _____

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.